

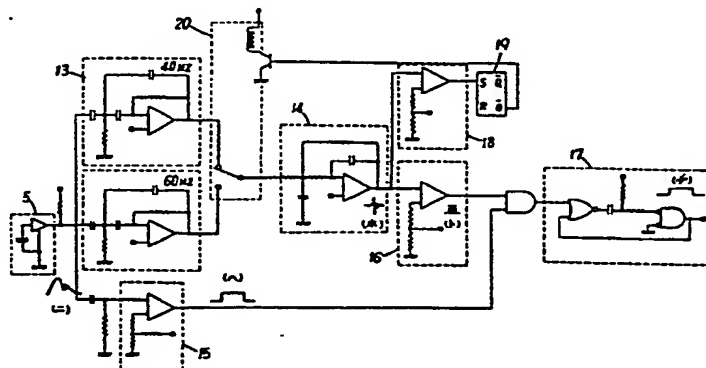


特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類 ³ A61B 5/02	A1	(II) 国際公開番号 WO 80/00005 (43) 国際公開日 1980年1月10日 (10. 01. 80)
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP79/00143</p> <p>(22) 国際出願日 1979年6月7日 (07. 06. 79)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願昭53-69124</p> <p>(32) 優先日 1978年6月7日 (07. 06. 78)</p> <p>(33) 優先権主張国 JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 松下電工株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS, LTD.) [JP/JP] 〒571 大阪府門真市大字門真1048番地 Osaka, (JP)</p> <p>(72) 発明者; および (75) 発明者/ 出願人 (米国についてのみ) 山村幸男 (YAMAMURA, Yukio) [JP/JP] 寺嶋乙彦 (TERASHIMA, Otohiko) [JP/JP] 一宮 勉 (ICHINOMIYA, Tsutomu) [JP/JP] 〒571 大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内 Osaka, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 竹元敏丸 (TAKEMOTO, Toshimaru), 外 〒571 大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内 Osaka, (JP)</p> <p>(81) 指定国 DE, FR (欧州特許), GB, US... 添付公開書類 国際調査報告書</p>		

(54) Title: BLOOD PRESSURE MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称 血圧測定器



(57) Abstract

A blood pressure measurement system of this invention includes a cuff, an automatic inflation-deflation device for supplying compressed air to the cuff, electronic circuits for discriminating Korotkov sounds, and display means for indicating both the maximum (systolic) and minimum (diastolic) values of blood pressure. The cuff is divided into two portions, namely a blood choking cuff portion and a sound collecting cuff portion. The variation of air pressure in the sound collecting cuff portion may be detected by a microphone sensor which is provided outside the cuff. The detected sounds are once separated into Korotkov sounds and heart sounds. Then both the sounds are compared to confirm the simultaneous occurrence. These coincident sounds may be judged to be Korotkov sounds and used to measure blood pressure.

(57) 要約

この発明の血圧測定器は、カフ帯と、これに加圧空気を供給する自動加減圧装置と、コロトコフ音を認識判する回路と最高/最低血圧値を表示する表示器とを備えている。

そして、このカフ帯は阻血用カフと集音用カフとに分離され、集音用カフ内の気圧の変動をカフ帯外部のマイクロホンセンサーで検出し、一旦、脈音とコロトコフ音とを分離した後、その双方の音が同時に発生することを確認して、これをコロトコフ音として判別し、血圧値測定のための信号とする。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を同定するために使用されるコード。

AT	オーストリア	MC	モナコ
BR	ブラジル	MG	マダガスカル
CF	中央アフリカ共和国	MW	マラウイ
CG	コンゴ	NL	オランダ
CH	スイス	NO	ノールウエー
CM	カメルーン	RO	ルーマニア
DE	西ドイツ	SE	スウェーデン
DK	デンマーク	SN	セネガル
FR	フランス	SU	ソヴィエト連邦
GA	ガボン	TD	チャード
GB	イギリス	TG	トーゴ
JP	日本	US	米国
LU	ルクセンブルグ		

1

明 細 書

発 明 の 名 称 血 圧 測 定 器

技 術 分 野

この発明は、コロトコフ音の識別能力を向上させて血圧測定精度を高めた改良された血圧測定器に関する。そして更に詳しくは、加圧空気の供給を受けて血管を圧迫するカフ帯による阻血作用により発現するコロトコフ音を電気信号に変換して電気回路で処理し、その発現、消滅により最高／最低血圧値を検出・表示する血圧測定器において、カフ帯内の内気圧の変動を検出する手段及び検出された信号の処理手段に改良を加え、コロトコフ音の識別能力を向上させた血圧測定器に関する。

背景技術

近年、電気回路を使用した自動式の血圧測定器が種々提供されているが、これらの血圧測定は一般にコロトコフによる聴診法を基礎にしている。

即ち、その表皮付近に動脈が位置する上腕部にカフ帯を巻き、通常 $20 \sim 30 \text{ mmHg/sec}$ の速度でカフ帯内へ加圧空気を供給し予想最高血圧値より $10 \sim 20 \text{ mmHg}$ 高めの値に設定した最高圧力までにカフ帯内圧力を上昇させて血流を無くした後、カフ帯内加圧空気を徐々に排気すると、この排気のある段階で動脈は僅かに開かれて、動脈波血流が高速度で通過し始め、これにより血管壁から側方向に動脈波よりも高い周波数の減衰振動が動脈波と同期して発生する。この減衰振動をコロトコフ音と呼んでいる

2

もので、このコロトコフ音が発生し始めた時のカフ圧を最高血圧値として間接的に判別している。そして、前記のカフ帯よりの排気が更に継続されると、しばらくは動脈の脈音に同期してコロトコフ音が聞かれるものであるが、動脈が充分に開かれて血流のくびれがない状態になると、コロトコフ音は発生しなくなる。そして、このコロトコフ音の消滅時のカフ圧を最低血圧値として間接的に判別しているものである。以上の様子は図面第1図の図示によって、より明らかに説明することができ、即ち、脈音、コロトコフ音、カフ帯のカフ圧は夫々符号(イ)、(ロ)、(ハ)をもって示され、またタイミング t_1 、 t_2 は夫々、前記したコロトコフ音の発現及び消滅のタイミングを示し、しかして、タイミング t_0 から t_3 の間においてカフ圧は前記した最高圧力まで上昇され、タイミング t_3 においてカフ帯は急速加圧状態から緩排気状態に切換えられて、図示においてはタイミング t_4 までカフ圧は徐々に低下される。このカフ圧の低下の過程において前記した理由でコロトコフ音が生じると(タイミング t_1)、このときのカフ圧 P_1 が最高血圧値として検出され、またコロトコフ音が消滅すると(タイミング t_2) とのときのカフ圧 P_2 が最低血圧値として検出されるものである。

ところで上述のような方法で最高／最低血圧値を判別するに際して問題となるところは、第1図によって示されているように測定の過程におけるコロトコフ音の大きさは、一般的に中間血圧値のときに最大となり、最高／

最低血圧値付近ではかなり小さなものとなる特徴があることであって、即ち特に最低血圧値を検出しようとする際にこの特徴によりコロトコフ音の消滅を検知することが困難である場合があることである。又、その他にも、多くの被測定者の中には、最高血圧値付近でコロトコフ音の発生が一旦中断した後、再び発生する人や、中間血圧値においてコロトコフ音の発生が一時中断する不整脈の人がいて、同様に最低血圧値の判別が困難であったり、更に、カフ帯などに人や物が接触した際の僅かな音をコロトコフ音と誤認し、これによって、その時のカフ圧を更新記憶して最低血圧値の判別測定に誤りを生じると云う問題などをも持つものであった。このように検出されたコロトコフ音を雑音若しくは検出すべきでない音と区別することが極めて難しく、これらの点が自動血圧計の信頼性の向上に対する大きな障害となっているものであった。

発明の開示

そこで、この発明の主な目的は、コロトコフ音と雑音とを区別し得て、血圧の測定の精度を高め得る血圧測定器を提供することにある。

そして、この発明の他の目的は、不規則なコロトコフ音を発生する被測定者についても誤判別のない血圧測定器を提供することにある。

そして、この発明の他の目的は、カフ帯の腕部への取り付け位置に左右されずに血圧測定の精度が維持できる血

圧測定器を提供することにある。

そこで、この発明においては、カフ内の気圧の変動を検出する感知手段より検出されるコロトコフ音と脈音とを分離する分離手段と、分離された双方の音が同時に発生した場合にはじめて夫れをコロトコフ音として識別する手段とを備えることによって、また更には阻血用カフとは別個に用意した集音用カフを阻血用カフと共に外袋に収納してカフ帯を構成し、且つ前記の感知手段はカフ帯の外部に配し、集音用カフとの間は連通管にて連通させることによって、更には、阻血用カフ、集音用カフの間には可撓性シートを介在させることによって、上記の目的を達するための問題点を解決しているものである。

以下、この発明の実施例を図面に基いて説明すると、この発明の血圧測定器の概略の構成は第2図の図示のようにカフ帯1は、阻血用カフ2とは別個に用意した集音用カフ3を阻血用カフ2と共に外袋に収納して構成され、阻血用カフ2は、ゴムチューブ9を通して自動可減圧装置4に接続されており、集音用カフ3はゴムチューブ10を通してカフ帯1外のマイクロホンセンサー5に接続される。このマイクロホンセンサー5は集音用カフ3内の気圧の変動すなわち第1図示のような脈音(イ)とコロトコフ音(ロ)を電気信号に変換して認識判別回路11に伝える。前記の自動加減圧装置4は加圧ポンプと急速排気弁および緩速排気弁で構成されており、またこの自動加減圧装置4に連結された血圧値記憶表示部12は認識判別回路11

からの指令信号により、その時点の圧力を記憶し表示する装置で、圧力変換器、A/D変換器、数字表示管などで構成されている。

第3図は、認識判別回路11の具体例を示し、集音用カフ3内の気圧の変動を感知するマイクロホンセンサー5の出力は第3図(㊦)に示すように脈音とコロトコフ音の重畳されたものであり、この出力を高域通過フィルタ13と低域通過フィルタ14を通すことに脈音から図示(㊦)のようにコロトコフ音を分離する。一方、電圧比較器15は脈音を検知して脈音に同期したパルス信号、図示(㊦)を発生し電圧比較器16はコロトコフ音を検知してコロトコフ音検知パルス、図示(㊦)を発生する。この双方のパルスが同時に発生した時、これをコロトコフ音として認識し、パルス成形回路17で検出パルス、図示(㊦)を発生する。コロトコフ音の周波数成分は最高血圧時は、周波数の高い成分が多く最低血圧時にはこの成分がなくなる。この現象から最低血圧値を検出する場合、最高血圧値検出時より高めの高域通過フィルターを用いれば、正確な測定が行なえる。電圧比較器18、フリップフロップ19、リレー20はこの切替回路を構成するために備えられているものである。

この発明の血圧測定器は上記のようにコロトコフ音と同時に脈音も検出するものであり、そのために従来は阻血用と集音用を兼ねていたカフを第4図に示すように分離して、阻血用カフ2と集音用カフ3を別体にし、かつ

集音用カフ 3 を阻血用カフ 2 と連通させずに独立した密封構造にして、脈音のような低周波の気圧変動もマイクロホンセンサー (5) により検出できるようにしたのである。

この発明のカフにおいては、阻血用カフ 2 と集音用カフ 3 との間には布、軟質塩ビ等の可撓性シート 6 が介在されており、その両面を接着剤で両カフ 2, 3 に貼着されている。このシート 6 により集音用カフ 3 の集音膜 3' と反対側の膜 3'' に剛性を与えて、脈音のような低周波のこの面 3'' における吸収を防止し検出感度を向上させるものであり、そして阻血カフ (2) 側からの雑音を防止し得るのである。また膜 3'' から複数個の突起 21 を設けて一定の厚みを保持するようになっている。集音カフ 3 は可撓性チューブ 10 の先端に取付けられたマイクロホンセンサー 5 を含めて密封構造となっており、集音カフ 3 とマイクロホンセンサー 5 との関係が丁度聴診器の集音部と耳当り部との関係に相当している。またマイクロホンセンサー 5 を集音カフ 3 内に設けずに可撓性チューブ 10 によりカフ帯 1 外に延出してその先端に設けることにより、チューブ (10) の長さを適当に選んで気柱の長さをコロトコフ音に共振し易いようにし検出感度を向上することができ、かつ集音カフ 3 内にセンサー 5 を配置した場合にセンサー 5 と動脈との位置ずれにより感度が大巾に変動するという従来よりの問題点を解消し得たのである。

阻血用カフ 2 の寸法は一般に $230\text{mm} \times 130\text{mm}$ が適当とされているが、本発明による血圧計の場合の集音カフ 3 は

脈音を検出する必要性も考慮するならば次の範囲が適当である。

集音用カフの長さ：115 ～ 230 mm

“ の巾：17 ～ 40 mm

すなわち、長さについては、標準的な上腕の太さが男性 260mm、女性 249mm と報告されており、したがって 115mm あれば腕の約 1/3 を覆うことになるので、動脈上からはずれるおそれがなく、また 230mm を越えると、巻きつけ時集音カフが重なりあう場合が生じて正確なコロトコフ音をとれなくなるおそれがある。また巾については、17mm 以下となるとコロトコフ音レベルが脈音レベルに較べて小さくなり、脈音との分離が難しくなり、40mm を越えると、阻血用カフ 2 の機能を損なうおそれがあるからである。

尚第 6 図は両カフ 2，3 とそれぞれに連結されるチューブ 9，10 との結合管 7 を示すもので、成形品又は金属よりなる 2 本のパイプ 22，23 を鏑 8 で連結した構造になっており、この鏑 8 がカフ帯 1 の外袋とのストッパを兼ねているのである。

図面の簡単な説明

図面は、この発明の血圧測定器の実施例を示し、第 1 図は、従来例の説明図をも兼ねた動作説明図、第 2 図は電気回路部分を説明するブロック図、第 3 図は認識判別回路の要部の具体回路図、第 4 図はカフ帯の斜視図、第 5 図 (a) (b) は第 4 図の横断面図および縦断面図、第 6 図は

8

結合管の斜視図である。

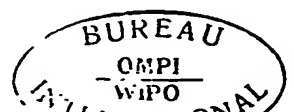
請 求 の 範 囲

(1) 阻血用カフと集音用カフとを外袋に収納してなるカフ帯と、前記の阻血用カフ内の空気圧を調節する加減圧装置と、前記の集音用カフ内の気圧の変動を検出するマイクロホンセンサーと、マイクロホンセンサーにて検出されるコロトコフ音および脈音とを分離するフィルタ回路と、各音にそれぞれ同期したパルス発生回路を備え、双方のパルスが同時に発生した時にコロトコフ音として識別することを特徴とする血圧測定器。

(2) 前記の集音用カフに連通しカフ帯の外部に延出されたチューブの先端にマイクロホンを接続して成ることを特徴とする請求の範囲第1項記載の血圧測定器。

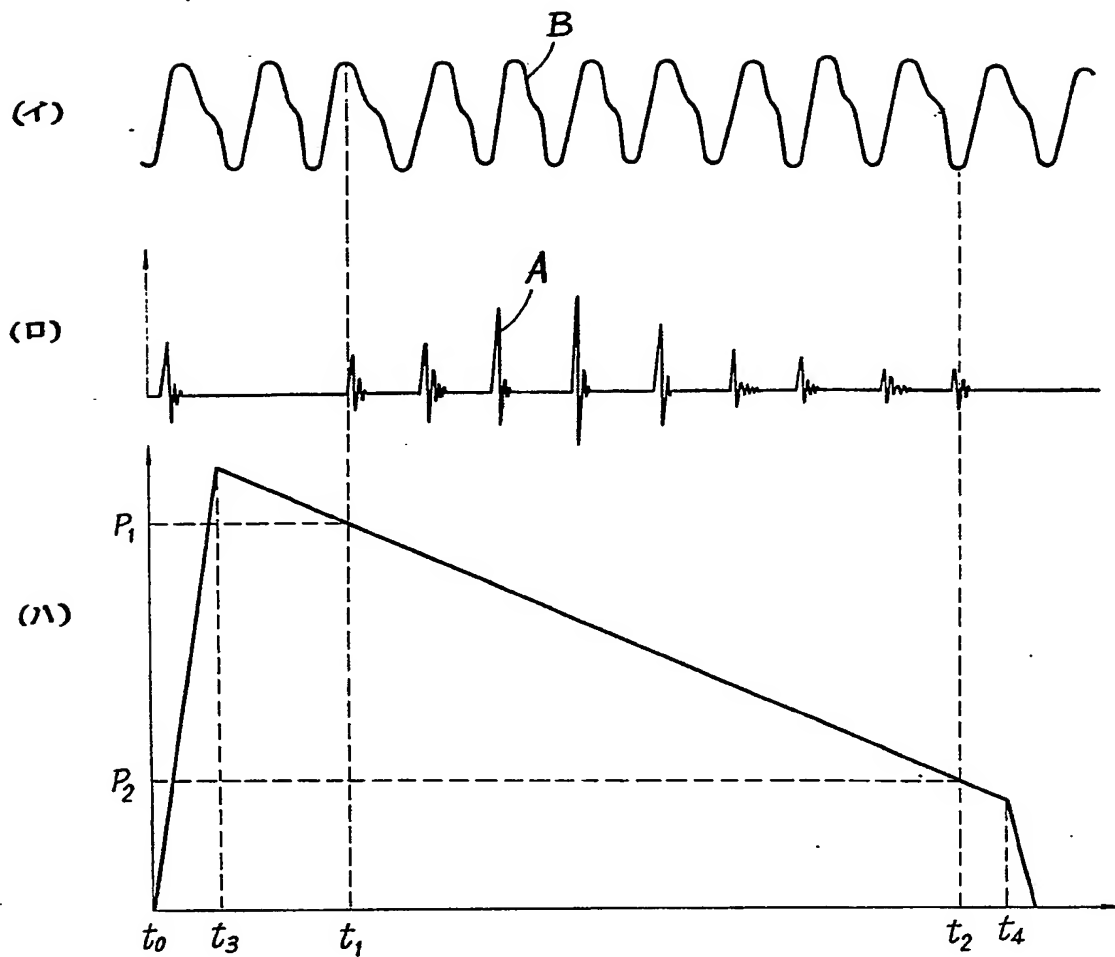
(3) 前記の集音用カフと阻血用カフとの間に布、軟質合成樹脂等よりなる可撓性シートを介在させて、両カフを重ね合わせて成ることを特徴とする請求の範囲第1項記載の血圧測定器。

(4) 前記の阻血用カフと阻血用カフはゴム、軟質合成樹脂などの可撓性材料により形成され、両カフは略同様の長さを持ち、互いに重ねられ、外袋に収納される請求の範囲第1項記載の血圧測定器。

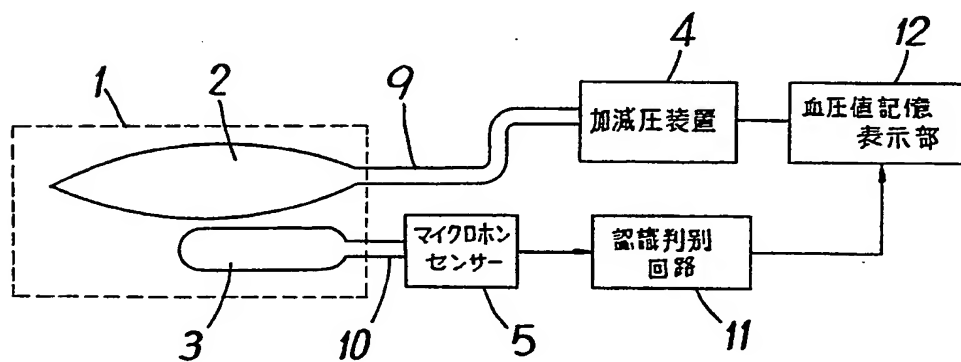


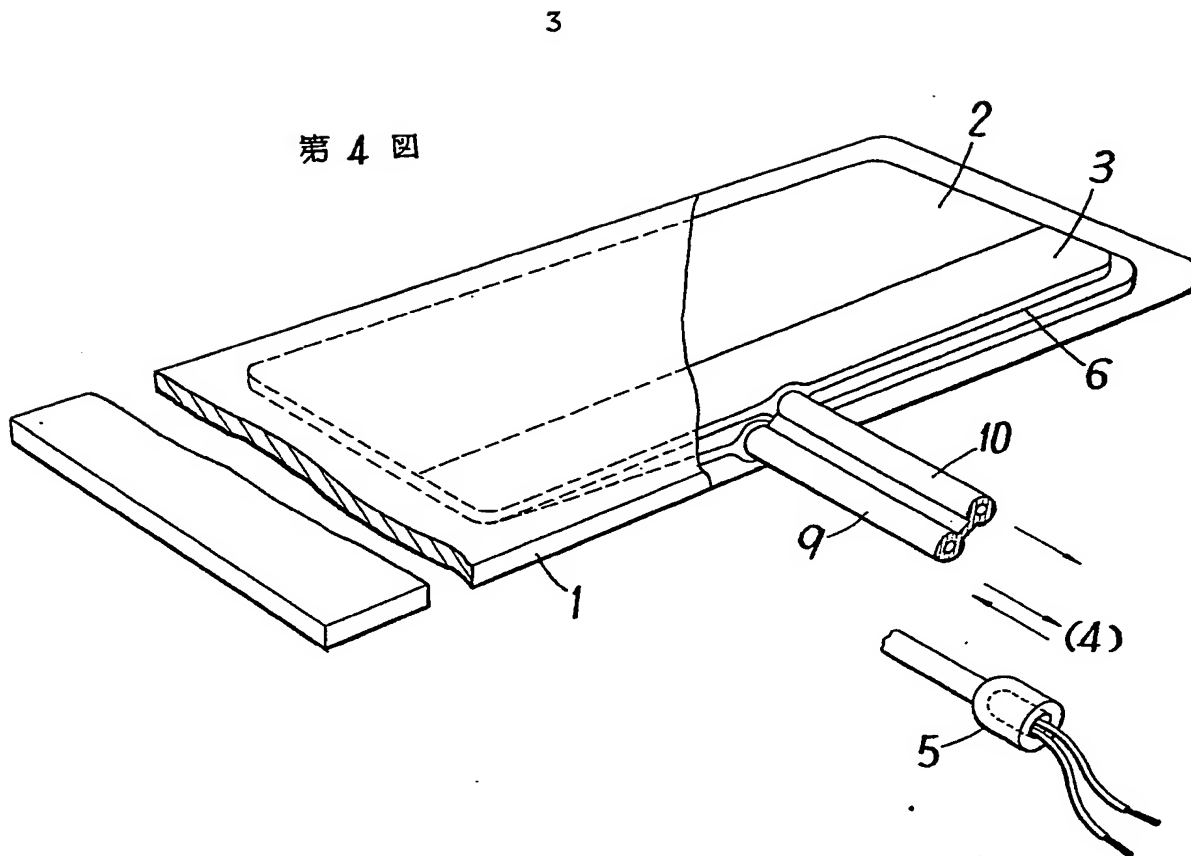
1

第1図



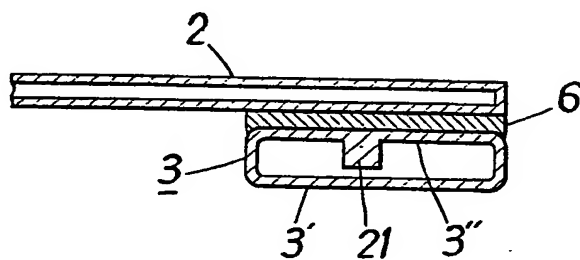
第2図



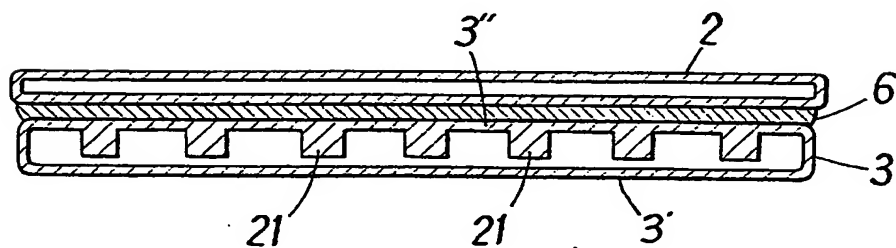


第 5 図

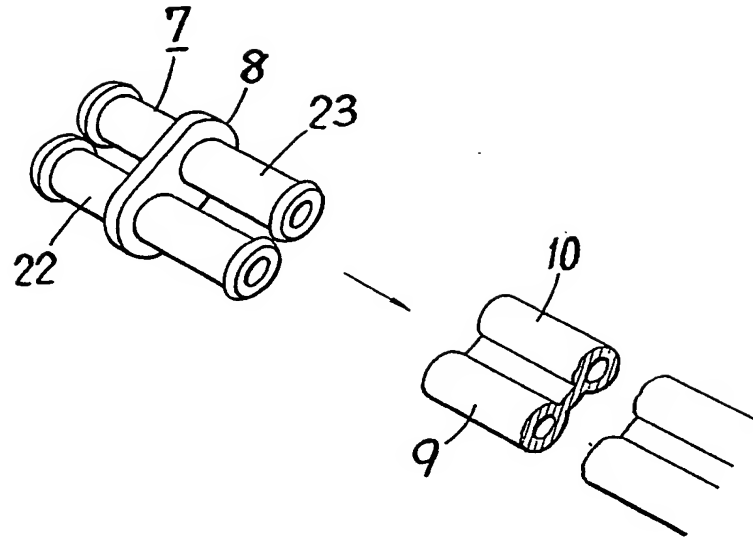
(a)




(b)



第 6 図



I. 発明の属する分野の分類		
国際特許分類 (IPC)		
A 6 1 B 5 / 0 2		
II. 国際調査を行った分野		
調 査 を 行 っ た 最 小 限 資 料		
分 類 体 系	分 類 記 号	
IPC	A 6 1 B 5 / 0 2	
最小限資料以外の資料で調査を行ったもの		
III. 関連する技術に関する文献		
引用文献の カテゴリー *	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	請求の範囲の番号
A	JP, Y2, 52-22868, 1977-5-25	1-2
A	JP, Y2, 52-20944, 1977-5-13	1
A	DT, B, 1, 940, 575 1978-2-16	1-3
A	JP, Y1, 51-20628, 1976-5-29	3-4
<p>*引用文献のカテゴリー</p> <p>「A」 一般的技術水準を示す文献</p> <p>「E」 先行文献ではあるが国際出願日以後に公表されたもの</p> <p>「L」 他のカテゴリーに該当しない文献</p> <p>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」 国際出願日前でかつ優先権の主張の基礎となる出願の日以後に公表された文献</p> <p>「T」 国際出願日又は優先日以後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</p> <p>「X」 特に関連のある文献</p>		
IV. 認 証		
国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日	
31.08.79	17.09.79	
国際調査機関	権限のある職員	4 C 7 3 0 9
日本国特許庁 (ISA/JP)	特許庁審査官 一 色 貞 好	



I. CLASSIFICATION F SUBJECT MATTER (if several classification symbols apply, indicate all) ³

According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC

A61B 5/02

Wo do/00005

II. FIELDS SEARCHEDMinimum Documentation Searched ⁴

Classification System

Classification Symbols

I P C

A61B 5/02

Documentation Searched other than Minimum Documentation
to the extent that such Documents are included in the Fields Searched ⁵**III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ¹⁴**

Category ⁶	Citation of Document, ¹⁵ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹⁷	Relevant to Claim No. ¹⁸
-----------------------	--	-------------------------------------

A	JP, Y2, 52-22868, 1977-5-25	1-2
A	JP, Y2, 52-20944, 1977-5-13	1
A	DT, B, 1, 940, 575 1978-2-16	1-3
A	JP, Y1, 51-20628, 1976-5-29	3-4

*** Special categories of cited documents: ¹²**

"A" document defining the general state of the art
 "E" earlier document but published on or after the international filing date
 "L" document cited for special reason other than those referred to in the other categories
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but on or after the priority date claimed

"T" later document published on or after the international filing date or priority date and not in conflict with the application, but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance

IV. CERTIFICATIONDate of the Actual Completion of the International Search ²

August 31, 1979 (31.08.79)

Date of Mailing of this International Search Report ²

September 17, 1979 (17.09.79)

International Searching Authority ²

Japanese Patent Office

Signature of Authorized Officer ²⁹

THIS PAGE BLANK (USPTO)